

**ELEKTROMYOINTEGRATORISCHE UNTERSUCHUNGEN
ZUR ABHÄNGIGKEIT DER ROLLWIRKUNG DES
M.ILIOPSOAS VON SCHENKELHALSWINKEL
UND ANTETORSION BEI DER
INFANTILEN CEREBRALPARESE**

Peter Heimstädt

1976



Digitized by the Internet Archive
in 2026

Dissertationsdruck

Blasaditsch GmbH • 89 Augsburg 17 • Theodor-Heuß-Platz 3 • Telefon (0821) 51 85 63

Aus der Orthopädischen Poliklinik der Universität München
Direktor: Professor Dr. A. N. Witt

Elektromyointegratorische Untersuchungen
zur Abhängigkeit der Rollwirkung des M. iliopsoas
von Schenkelhalswinkel und Antetorsion
bei der infantilen Cerebralparese

Inaugural - Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde in der gesamten Medizin
verfaßt und einer Hohen Medizinischen Fakultät
der Ludwig Maximilians-Universität zu München



vorgelegt von
Peter Heimstädt
aus Potsdam
1975

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der
Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. A. Göb
Mitberichterstatter: Prof. Dr. A. N. Witt
Dekan: Prof. Dr. W. Spann
Tag der mündlichen Prüfung: 27. 4. 1976



Meinen Eltern



Inhaltsangabe

1. Einleitung
2. Literatur
 - 2.1 Die infantile Cerebralparese
 - 2.1.1 Ätiologie
 - 2.1.2 Klinische Einteilung
 - 2.1.3 Begriff der Spastik und ihre Grundlagen
 - 2.2 Das coxale Femurende beim Normalen
 - 2.2.1 Schenkelhalswinkel und Antetorsion
 - 2.2.2 Auf die Formfaktoren einwirkende Kräfte
 - 2.3 Das coxale Femurende beim Spastiker
 - 2.4 Innenrotation und Funktion des M.iliopsoas
3. Elektromyointegration
4. Eigene Untersuchungen
 - 4.1 Untersuchungsgut
 - 4.2 Methodik
 - 4.3 Ergebnisse
5. Besprechung der Ergebnisse
6. Vermehrte Antetorsion und M.iliopsoas
(Versuch einer Deutung)
7. Zusammenfassung
8. Literaturverzeichnis

1. Einleitung

Bei sehr vielen Kindern mit der spastischen Form der infantilen Cerebralparese besteht eine kombinierte Hüftbeuge-, Adduktions- und Innenrotationskontraktur oder eine Neigung zu dieser Fehlstellung, die operativ nur schwer und mit wechselndem Erfolg angebar ist. Über die Bedeutung der einzelnen auf das Hüftgelenk einwirkenden Faktoren und ihre Wertigkeit gerade im Hinblick auf die resultierenden Veränderungen besteht weitgehend noch keine Übereinstimmung. Besonders die Bedeutung des M. iliopsoas für Innenrotationsstellung und wechselnde Ausbildung der Formfaktoren des coxalen Femurendes, Schenkelhalswinkel und vor allem Antetorsion, bedarf wegen der therapeutischen Konsequenzen weiterer Erhellung.

Vorliegende Arbeit versucht bisher an Modellversuchen gewonnene Erkenntnisse am Lebenden nachzuprüfen und einige weitere Gesichtspunkte hinzuzufügen.

2. L i t e r a t u r

2.1 Die infantile Cerebralparese

2.1.1 Ä t i o l o g i e

Beim Krankheitsbild der infantilen Cerebralparese, häufig noch als spastische Lähmung, cerebrale Kinderlähmung oder Little'sche Erkrankung bezeichnet, handelt es sich um eine zentralmotorische Störung, deren Ursache in einer frühkindlichen Hirnschädigung besteht. Die Schädigung erfolgt in den meisten Fällen um den Zeitpunkt der Geburt, in einigen Fällen auch innerhalb der ersten beiden Lebensjahre. Eine einheitliche Schädigungsursache läßt sich nicht feststellen, müssen doch viele Faktoren der verschiedensten Genese herangezogen werden. Foetale Infektionen, mechanische Insulte und Hirnblutungen bei schwierigen Geburten, Sauerstoffmangel und Ikterus gravis können ebenso zu schweren motorischen Dauerschädigungen führen wie Encephalitiden und Meningitiden in den ersten Lebensmonaten. Neuerdings wird auch die Rolle bestimmter Medikamente bei der Mutter diskutiert. Der wichtigste ätiologische Faktor dürfte aber doch im Geburtstrauma liegen, denn schon Little wies auf den hohen Anteil von Frühgeburten in seinem Krankengut hin und folgerte, daß Frühgeburten infolge der durch die Unreife bedingten Zartheit ihrer Gewebe und der größeren Zerreißbarkeit ihrer Gefäße durch das Trauma der Geburt besonders gefährdet sind. Der große Prozentsatz von Frühgeburten in der Gruppe der "angeborenen" gelähmten Kinder fiel auch anderen Autoren auf und das Geburtstrauma als entscheidende Ursache zeigt sich überzeugend in größeren statistischen Befunden (nach SCHWARTZ). In Dänemark sollen sogar mindestens

70 - 90 % der Fälle von Cerebralparese, Idiotie, Epilepsie und verwandter Persönlichkeitsstörungen auf paranatale Hirnschädigungen zurückzuführen sein (SCHWARTZ). Unabhängig von der Genese handelt es sich aber immer um erworbene Dauerschäden, wenn das Mithereinspielen genetischer Faktoren auch nicht von der Hand zu weisen ist. So wird familiäres Auftreten besonders in der angloamerikanischen Literatur wiederholt angegeben. Im deutschen Sprachraum berichtete MATTHIAS über eine linksseitige, spastische Hemiplegie in zwei Generationen, wo die Schwester des Vaters, der Vater und dessen drei Kinder erkrankt waren. Ebenso wird der Fall eineiiger Zwillinge mit infantiler Cerebralparese und völlig gleichartigen Lähmungsformen berichtet.

2.1.2 Klinische Einteilung

Unbeschadet der möglichen ätiologischen und pathogenetischen Faktoren und der schon bestehenden zahlreichen Schemata des frühkindlichen Hirnschadens, ist die für den klinischen Gebrauch wohl beste Einteilung, die nach den neurologischen Symptomen, die von der Topik der Schädigung abhängen. Man unterscheidet hauptsächlich drei große Gruppen:

1. Die hypertonen Formen.

Zu dieser Gruppe gehören die Spastiker im eigentlichen Sinn, mit denen sich auch diese Arbeit befaßt. Die hypertonen Formen umfassen mit ihren verschiedenen Erscheinungsarten der spastischen Plegien 60 - 70 % aller Erkrankungen mit Cerebralparese.

2. Die dyskinetischen Formen,

kurz als Athetotiker bezeichnet, die 15 - 23 % der Fälle ausmachen und

3. die selteneren Formen, wie isolierte Ataxie, Rigor und Tremorzustände, die einen Satz von 2- 3 % aufweisen.

Während die Formen der 2. und 3. Gruppe durch Störungen im extrapyramidalen und cerebellaren System bedingt sind, liegt bei der 1. Gruppe, der Spastik, nach bisheriger Auffassung eine reine pyramidale Störung vor. Je nach Topik des Schadens treten dabei spastische Mono-, Di-, Hemi- und Tetraplegien auf.

2.1.3 Begriff der Spastik und ihre Grundlagen

Bei dem als spastisch bezeichneten Formenkreis imponiert klinisch die Unfähigkeit des Patienten zur Koordination seiner Muskeltätigkeit, die Schwäche des einzelnen Muskels und die extreme Tonuserhöhung, wobei jedoch besser von Spastizität gesprochen wird. Unter letzterer versteht man eine zunehmende Antwortbereitschaft der Streckreflexe, die schon durch verhältnismäßig langsame Bewegungen stimuliert werden (HOLT). Der Bewegung wird also ein Widerstand entgegengesetzt, dessen Anwachsen in direkter Relation zur Bewegungsgeschwindigkeit steht und der so stark werden kann, daß eine weitere Bewegung völlig verhindert wird. Nach einigen Augenblicken des weiteren Gegenhaltens kann durch Überwiegen der hemmenden myotaktischen Einflüsse ein plötzliches Erschlaffen folgen, das sogenannte clasp-knife-Phänomen. Den übertriebenen Streckreflex trifft man besonders ausgeprägt in den Anti-Schwerkraftmuskeln, den Adduktoren von Arm und Bein, den Flexoren am Arm, den Extensoren am Bein und den Beugern der Hüfte. Auf die einzelnen neurophysiologischen Theorien dieser Erscheinungen näher einzugehen kann nicht Ziel dieser Arbeit sein, doch sei kurz auf einige Grundtheorien eingegangen.

Das anatomische Substrat des Streckreflexes ist die Muskelspindel. Mit zunehmender Muskeldehnung erfolgt eine Längenzunahme der Spindel, die diesen für sie adäquaten Reiz mit einer Steigerung ihrer Entladungsfrequenz beantwortet. Über die I a Afferenz erreicht diese Impulsserie monosynaptisch das Alphamotoneuron im

Vorderhorn und führt so zu einer Kontraktion des Muskels. Die Empfindlichkeit der Muskelspindel kann aber durch das Gamma-Motoneuronensystem (fusimotorisches System) verändert, feiner eingestellt werden. Vereinfacht bedingt die übersteigerte Gamma-Aktivität und die dadurch zu empfindlich eingestellte und zu stark reagierende Muskelspindel die überschießende Reflextätigkeit, die Spastik. Die Koordination von Bewegungen ist durch die Hemmung der Agonisten durch die fast gleichzeitig einsetzende Antagonistentätigkeit verlorengegangen.

Nach den klassischen Experimenten SHERRINGTON's an der decerebrierten Katze wurde die Ursache der Spastik in der überschießenden Gamma-Innervation, bedingt durch den Fortfall der hemmenden Funktion der Pyramidenbahn, gesehen. So verschwand auch die Decerebrierungsstarre nach Durchschneiden der Hinterwurzel, also nach Deafferenzierung des entsprechenden spinalen Segmentes und damit der Trennung der motorischen Vorderhornzelle von den bahnenden Impulsen der Muskelspindel. Nach jüngeren Untersuchungen (BARRIOS) an der Katze ergab aber eine Decerebrierung, wenn auch nur bei bestimmten Spindelgruppen, unterschiedlich, ob aus Flexoren oder Extensoren stammend und abhängig von ihrer statischen oder dynamischen Aktivität, einerseits eine deutliche Aktivitätsabnahme der Muskelspindel und andererseits eine, bei Ausschaltung der fusimotorischen Alpha- und Gammainnervation am ausgeprägtesten, Enthemmung der Spindel. Bei einer konstruierten Gesamtaktivität aller Spindeln nach Decerebrierung ergibt sich summarisch allerdings eine geringe Steigerung der Entladungsfrequenz. Die Autoren erachten es aber als fragwürdig, solche geringe Veränderungen für die maximal gesteigerten Dehnungsreflexe verantwortlich zu machen. Wenn man es dennoch tut, so

kann die Ursache dieser Frequenzerhöhung nie in einer Enthemmung der fusimotorischen Systeme zu suchen sein, da weder Spinalisierung noch Defferenzierung diese sogenannte Enthemmung rückgängig machen. JANSEN nahm an, daß durch die Decerebrierung die statische Empfindlichkeit der Muskelspindel abnehme, die dynamische verbessert werde und so eine Spastizität auftrete. Doch BARRIOS zeigte, daß nach Decerebrierung auch der dynamische Index beträchtlich absinkt und folgerte, daß die pathophysiologische Ursache spastischer Zustände nicht in einer Steigerung der dynamischen Empfindlichkeit liegen könne.

Entsprechend wird die Theorie der enthemmten Gamma-Spindel-Schleife neu zu diskutieren sein, und so müssen auch die Begründungen der bisher mit Erfolg durchgeführten entspannenden Operationen beim Spastiker, wie sie unter anderen auch GÖB berichtet, neu überdacht werden.

2.2 Das coxale Femurende beim Normalen

2.2.1 Schenkelhalswinkel und Antetorsion

Das coxale Femurende ist, nach Form und Bedeutung für die Funktionskette Hüftgelenk, bestimmt durch das Ausmaß von Schenkelhalswinkel und Antetorsion.

Der Schenkelhalswinkel, die Längsachsenabweichung des Schenkelhalses zum Femurschaft, beträgt beim Erwachsenen im Mittel 126° (v.LANZ), doch ist er während des gesamten Lebens einer fortschreitenden Änderung unterworfen. Während das Neugeborene noch einen Winkel von durchschnittlich 137° aufweist, wobei jedoch Schwankungsbreiten zwischen 143° und 117° beobachtet werden, vergrößert sich dieser Wert in den ersten Jahren, um vom 3. Lebensjahr an allmählich gegen Ende des zweiten Lebensjahrzehnts auf den Erwachsenenwert abzusinken (Tab. 1). Allerdings werden auch hier Variationen zwischen 108° und 140° gefunden.

Auch die Antetorsion, die ventrale Abweichung der Schenkelhalsachse in der Frontalebene zur Condylentangente des distalen Femurendes, ist eine variable Größe. Der durchschnittliche Wert beim Erwachsenen von 12° stellt das Resultat einer stetigen Rückbildung dar, nachdem beim Neugeborenen die Antetorsion durchschnittlich noch 31° beträgt. Auch hier liegt aber eine weite Schwankungsbreite zwischen 15° und 58° vor.

Tabelle 1

Veränderungen des Schenkelhalswinkels nach der
Geburt (v.LANZ)

137°	Neugeborenes
144°	1. und 2. Lebensjahr
142°	3. Lebensjahr
135°	4. und 5. Lebensjahr
134°	9. bis 13. Lebensjahr
126°	Erwachsener
120°	Greis

Veränderungen des Antetorsionswinkels nach der
Geburt (v.LANZ)

31°	Neugeborenes
30°	1. Lebensjahr
20°	3. bis 6. Lebensjahr
18°	10. bis 14. Lebensjahr
14°	15. bis 20. Lebensjahr
12°	Erwachsener

2.2.2 Auf die Formfaktoren einwirkende Kräfte

Die Ursache einer solch stetigen Formänderung ist nicht klar. Vor allem für den Schenkelhalswinkel werden statische und dynamische Kräfte herangezogen (BRAUS-ELZE, v.LANZ). In den ersten beiden Lebensjahren, in denen eine statische Belastung noch weitgehend fehlt, scheint die Zunahme des Winkels vorwiegend muskulärer Genese zu sein; später kommt beim Stehen und Gehen sicher entscheidend die Belastung als varisierendes Moment hinzu (v.LANZ). Ausschlaggebend bleibt aber weiterhin für die Vermeidung von Extremwerten das Gleichgewicht der Muskulatur, deren verformende Kraft auf den noch wachsenden Knochen ganz erheblich ist. So treten beim Erwachsenen im Femur Druckspannungen bis 235 kg/cm^2 auf (v.LANZ). Der Schenkelhalswinkel wäre somit Ausdruck eines muskulären Zusammenspiels von verkleinernden und vergrößernden Muskelgruppen, wobei v. LANZ zu den valgisierenden Kräften den femoralen Ansatz des M.glutaeus maximus, die proximalen Adduktoren, die Mm. obturatorii und den M. quadratus femoris rechnet. Verkleinernd, varisierend, wirken zusätzlich zur Körperlast alle übrigen Adduktoren, der M.iliopsoas, der M.glutaeus medius et minimus sowie alle Strecker und Beuger des Oberschenkels. Jedes Übergewicht einer dieser Gruppen führt notwendigerweise zur Formänderung. Als Beispiel nennt v. LANZ die Valgisierung beim Neugeborenen, wo durch die intrauterine Zwangshaltung der letzten Schwangerschaftswochen mit maximaler Beugung und Abduktion die valgisierenden Muskeln gedehnt werden und dadurch maximale Kraft entfalten können.

Die Entwicklung bzw. Rückbildung der Antetorsion ist

nicht auf einen so einfachen Nenner zu bringen. Zwar hat v.LANZ zumindest für den Erwachsenen anhand von Modellversuchen ein Übereinstimmen der Antetorsion von 12° mit dem Überwiegen auswärtsdrillender Muskelkräfte gefunden, konnte damit jedoch die Rückbildung der Antetorsion von 31° beim Neugeborenen nicht durch muskuläre Faktoren erklären. Wie schon ALTMANN und GRÜNEWALD (nach GLAUBER) auf ein phylogenetisches Prinzip zurückgreifen, so mußte auch v.LANZ unbekannte Steuerungsmechanismen des Wachstumvorganges anführen, die die verformende Tendenz der Drillmomente in ihr Gegenteil verkehren. Gleichartiges muß sich auch schon embryonal abspielen, da in der spätfoetalen Zwangshaltung die einwärtsdrillenden Kräfte, die der Antetorsion entgegenwirken (v.LANZ 1961), überwiegen und es dennoch zu einer Zunahme des Torsionswinkels kommt. Eventuell könnte die zunehmende Varisierung des Schenkelhalses ab dem 3. Lebensjahr ein solcher Steuerungsfaktor sein, da gleichzeitige Extremwerte, also geringe Antetorsion und Coxa vara, bzw. hohe Antetorsion und Coxa valga, nach WESZYCKI und v.LANZ-MAYET in der Regel vereint beobachtet werden und somit ein innerer Zusammenhang der beiden stärksten Abweichungen naheliegt. In diese Richtung gehen auch die Ansichten GLAUBER's, der eine Abnahme der Antetorsion bei Beginn des Stehens und Gehens und simultan mit der Entwicklung von Beckenneigung und Lumballordose sah. Allerdings weist er auch auf die offensichtliche Bedeutung des M.iliopsoas für die Redression einer vermehrten Antetorsion hin, wobei er die bei Poliomyelitikern beobachtete starke Zunahme der Antetorsion bei Lähmung dieses Muskels anführt. Interessant ist dabei die Beobachtung, daß bei gleichzeitiger Lähmung der Außenrotatoren diese Zunahme nur gering ausgeprägt war. Die entscheidende Rolle muskulärer Einflüsse für die Ausformung des Antetorsionswinkels betonen auch SCHULITZ und PARSCH, die

bei Meningocelen mit einer Lähmung ab Th 10 bzw. L5/S1 und somit entweder völlig ausgefallenem oder doch weitgehend erhaltenem muskulären Kräfteverhältnis der Hüfte überwiegend Werte fanden, wie sie v. LANZ für das Neugeborene angibt. Lediglich bei den Lähmungen distal L4 mit einem Überwiegen der Beuger und Adduktoren ergab sich eine deutliche Erhöhung des Antetorsionswinkels bis durchschnittlich 53° . Auf die Rolle des M. iliopsoas eingehend, erachten SCHULITZ und PARSCH dessen Zusammenwirken mit den Adduktoren, bei fehlenden Antagonisten, in ihrem Patientengut als entscheidend für die Entstehung der Antetorsion, wobei sie gerade dem M. iliopsoas, besonders bei alleiniger Wirkung auf die Hüfte, im Gegensatz zu GLAUBER und VIZKELETY, einen besonderen Einfluß auf die Vermehrung der Antetorsion zuweisen.

2.3 Das coxale Femurende beim Spastiker

Die bei der infantilen Cerebralparese häufig gefundene Beuge-, Adduktions- und Innenrotationsfehlstellung ist in der Regel mit einer Coxa valga und Coxa antetorta vergesellschaftet. Während meistens beide Formvarianten als bei der Spastik eng zusammengehörig betrachtet werden, zeigt die Aufstellung von THOM doch eher das Vorliegen einer Coxa antetorta als einer Coxa valga. Auch BURGES fand in seinem Patientengut eine mittlere Antetorsion von 53.2° bei mit durchschnittlich 138° nur gering vermehrtem Schenkelhalswinkel.

Zur Genese der Coxa valga zieht man entsprechend dem Bragard'schen Satz, daß der Schenkelhalswinkel Ausdruck eines Gleichgewichtes zwischen vergrößernden und den Winkel verkleinernden Kräften sei, den Spasmus vor allem der proximalen Adduktoren heran (THOM, GÖB, H. MAU), die ja die typischen Valgisierungsmuskeln (v. LANZ) darstellen. SILFVERSKÖLD führt umwegig die Schwäche der Hüftabduktoren kausal an und SIMON postuliert einen durch die vermehrte Adduktion geänderten Wachstumsreiz (nach BURGES).

Die vermehrte Antetorsion ist, mit der Steilstellung des Schenkelhalses, nach GÖB das Ergebnis der durch den Spasmus von Innenrotatoren, Adduktoren und Hüftbeugern geänderten Wachstumsrichtung der proximalen Epiphysenfuge, wobei den Innenrotatoren für die Ante torsion die entscheidende Bedeutung zukäme. Dabei stützt er sich auf die Arbeit von v. LANZ, der 1949 das Übergewicht der distalen Innenkreisler (M.tensor fasciae latae, Pars epicondylica des M.adductor magnus,

System der membrana vasto-adductoria) in der spätfoetalen Zwangslage, als Erklärung der verstärkten Antetorsion des Neugeborenen herangezogen hatte. v. LANZ sieht die Antetorsion jedoch als umwegig durch eine Verwindung der Diaphyse bedingt und nicht durch eine geänderte Wachstumstendenz der Epiphysenfuge. Auch GÜNTZ betrachtet die Innenrotatoren als wesentlich für die Antetorsion und betont die Rolle der am Tractus iliotibialis ansetzenden Muskelfasern, besonders des M. gluteus maximus, die bei Beugung über den Trochanter maior glitten und dann ein innenrotatorisches Moment erhielten. Diese beim Foeten wichtige Wirkung bliebe länger erhalten und verstärke dadurch weiter die Antetorsion, wenn beim Spastiker die Streckung nicht oder nur stark verzögert erreicht werde. BURGESS hingegen glaubt in einem Übergewicht der pelvitrochanteren Außenrotatoren den Grund der verstärkten Antetorsion zu sehen.

2.4 Innenrotation und Funktion des M.iliopsoas

Die die Fehlstellung im Hüftgelenk des Spastikers hervorrufenden Muskelgruppen sind für die Adduktions- und Beugestellung ohne größere Schwierigkeiten durch die relativ einfache Lage der Bewegungsachsen bestimmbar. Anders hingegen verhält es sich für die Innenrotation, da schon geringe Beuge/Streck- und Ab/Adduktionsbewegungen die Lage einzelner Muskeln zur Rotationsachse ändert und andererseits über die wirksamen Innenrotatoren insgesamt keine einheitliche Meinung besteht.

v.LANZ rechnet beim normal geformten Schenkelbein zu den Innenrotatoren die ventralen Fasern der M.glutaeus medius et minimus, letzteren mit der Hauptmasse seiner Fasern, den M.iliopsoas, den M.tensor fasciae latae, das System der Membrana vasto-adductoria, den Epicondylenansatz des M.adductor magnus sowie die Mm.gracilis, semitendinosus und semimembranosus, wobei durch Beugung im Hüftgelenk die innenrotatorische Wirkung verstärkt wird. Stets jedoch bleibt insgesamt das innenrotatorische Moment dem außenrotatorischen unterlegen, wenn auch deutliche lokale Unterschiede bestehen. So sind am proximalen Femur die Außenrotatoren überstark, während nach distal die Innenrotatoren vor allem durch das System der Membrana vasto-adductoria zunehmen und endlich keinerlei außenrotatorische Wirkung mehr besteht.

Diese Aufstellung der Innenrotatoren deckt sich nicht in allen Punkten mit den übrigen anatomischen Lehrbüchern und entsprechend variieren auch von klinischer Seite die Anschauungen über die Entstehung der Innenrotationsfehlstellung beim Spastiker. Der sicherlich interessanteste Muskel ist dabei der M. iliopsoas, dessen Bedeutung für die Innenrotation widersprüchlich, dessen Anteil an der Beugefehlstellung des Spastikers jedoch außer Zweifel steht. Zudem könnte er durch seine unmittelbare Lage zum Hüftgelenk wohl auch von Bedeutung für die Ausformung von Ante-torsion und Schenkelhalswinkel sein.

Die Lehrmeinung der Anatomie kann dem M. iliopsoas keine einheitliche Funktion zuteilen, zumindest was seine Rotationswirkung anbelangt. Im älteren Schrifttum wird ihm vereinzelt überhaupt jede rotatorische Wirksamkeit abgesprochen (MEYER). Die meisten Autoren erkennen jedoch teils auf eine innen- (A. FICK, HOLLSTEIN), teils außenrotatorische (SPALTEHOLZ, R. FICK, SOBOTTA-BECHER, VOSS - HERRLINGER) Funktion. LAST glaubt, daß der M. iliopsoas der kräftigste Innenrotator der Hüfte sei. GRAY's ANATOMY schreibt dem Muskel in der amerikanischen Ausgabe eine sichere innenrotatorische Funktion zu, während die englische Ausgabe von einer geringen Mitwirkung bei der Innenrotation spricht. Eine große Zahl weiterer Autoren aus dem angloamerikanischen Sprachraum erkennt dem M. iliopsoas eine innenkreiselnde Wirkung zu, während eine ebensogroße sich für eine außenrotatorische ausspricht (nach BASMAJIAN). BRAUS-ELZE, BENNIGHOFF-GOERTTLER und SIEGLBAUER erwähnen sowohl eine innen- wie außenrotatorische Funktion, die v. LANZ von den Formfaktoren des oberen Femurendes abhängig macht. Daneben spielen die Einzelkomponenten

Pars iliaca und M.psoas eine besondere Rolle. BANDMANN zeigte in Versuchen am Skelettphantom mittels der Fadenmethode, daß zwischen beiden Muskelteilen ein deutlicher Antagonismus besteht, der sich in wechselnden Gesamtergebnissen äußert. In Normalstellung in der Hüfte bei halber Beugung rollt der Ilicusanteil zwar einwärts, jedoch überwiegt in dieser Stellung das stärkere nach außen gerichtete Drehmoment des Psoas, so daß der Gesamtmuskel eine schwach auswärts drehende Wirkung zeigt. Bei einer Abduktion von 40° ändert sich nur beim Psoas der Rollsinne, er wird ebenfalls zum Innendreher und verstärkt so die Ilicuswirkung, der M.iliopsoas wird zum Einwärtsroller.

Nach derselben Methodik untersuchten v.LANZ und HENNIG die Rollwirkung des M.iliopsoas in ihrer Abhängigkeit vom Schenkelhalswinkel. Für eine Varusstellung von 108° , dem untersten Schwankungsbereich des Erwachsenen, hat der Gesamtmuskel bei Rotation=Null in praktisch allen dem Lebenden möglichen Beuge/Streck- und Ab/Adduktionsbewegungen ein innenrotatorisches Moment, das bei 5° Extension und 40° Abduktion sowie 85° Flexion und 30° Adduktion mit 2.2 mkg bzw. 2.4 mkg am größten ist. Mit zunehmendem Schenkelhalswinkel verringert sich dieses Moment und bei 140° , der obersten Schwankungsgrenze des Erwachsenen, liegt nur noch ein außenrotatorisches Moment vor. Nur im äußersten Ab- und Adduktionsbereich finden sich noch innenrotatorische Reste.

Die veränderte Antetorsion hingegen wirkt sich viel uneinheitlicher und unübersichtlicher aus. Bei konstantem Schenkelhalswinkel von 126° ergibt sich bei einer Antetorsion von 12° für den Gesamtmuskel bei

Mittelstellung, Beugung=Null ein innenkreiseln-
des Moment von 0.2 mkg, das sich bei 45° Beugung
verdreifacht, bei 103° Null wird und bei weiter-
er Beugung sich in ein außendrehendes Moment ver-
kehrt. Jede Abduktionsbewegung verstärkt in Nor-
malstellung die einwärtsrollende Wirkung des Ge-
samtmuskels, während sie bei Adduktion langsam
abnimmt, um ab 25° langsam wieder zuzunehmen. Mit
abnehmender Antetorsion oder zunehmender Innen-
kreiselung kommt es zu einem steigenden innenro-
tatorischen Drehmoment im gesamten Beugebereich
bis 90°, auch für alle Ab- und Adduktionsbewegun-
gen. Bei fortschreitender Außenkreiselung oder
zunehmender Antetorsion nimmt das innenrotatori-
sche Moment sehr rasch ab. So findet sich bei
einer Antetorsion von 32°, entsprechend einer
Außenkreiselung von 20° bei normaler Antetorsion,
nur noch ab einer Beugung von 45° bei Adduktion
ein innenrotatorisches Moment, für die Abduktion
dagegen von maximaler Extension bis 45° Beugung.
Bei einer Antetorsion von 52° wird ein nennens-
wertes Innenrotationsmoment nur noch im äußersten
Flexions-/Adduktionsbereich gefunden. Ab einer
Antetorsion von 32° läßt sich also für den Gesamt-
muskel bei allen reinen Beugestellungen nur noch
ein außenrotatorisches Moment nachweisen.

Von klinischer Seite stellte BERNBECK anhand von
Modellversuchen mit der Fadenmethode und ein-
drucksvollen Röntgenpausen für den M.iliopsoas
bei gestrecktem Hüftgelenk eine normalerweise
deutlich innenkreiselnde Funktion fest, weil des-
sen lateral der Rotationsachse des Oberschenkels

gelegener Sehnenansatz das Trochantermassiv nach vorne zieht, hingegen der Hüftkopf in der Pfanne festgehalten wird. Auch STAEUBLE hat mit der Fadenmethode die Muskelfunktion in Abhängigkeit von Schenkelhalswinkel und Rotationsstellung nachgeprüft, wobei sie sich allerdings auf die Stellung Abduktion-Adduktion-Beugung=Null beschränkte, jedoch die Ergebnisse von v.LANZ und HENNIG für diesen Bereich voll bestätigte. GÖB benützte für seine Untersuchungen ebenfalls die Fadenmethode, verwendete mit einer Antetorsion von 40° und einem Schenkelhalswinkel von 160° aber in etwa die durch -schnittlich beim Spastiker ermittelten Formvarianten. Unter Beibehaltung einer Beugestellung von 20° und Beschränkung auf den Innenrotationsbereich fand er, ausgehend von der Mittelstellung, für den M.iliopsoas ein außenrotatorisches Moment, das sich bei einer Innenrotation von 15° jedoch in ein zunehmendes innenrotatorisches verkehrte.

Andere Untersucher bemühten sich mittels der Elektromyographie Aussagen über die Rotationswirkung zu machen. BASMAJIAN fand bei seinen Versuchspersonen sowohl bei Innen- wie bei Außenrotation geringe elektrische Aktivität, die er jedoch nicht mit einer bestimmten Funktion des Muskels in Einklang zu bringen vermochte. CLOSE fand keine eindeutige Aktivität bei Rotation, wie auch KEAGY bei seinen fünf Probanden ganz unterschiedlich einmal bei Innen- und dann bei Außenrotation schwache elektrische Aktivität feststellte. Ebenso sah BARBIERI keinen Zusammenhang zwischen Iliopsoasfunktion und einer Rotationsbewegung. Auch TÖNNIS

fand bei 15 Probanden keine wesentliche Aktivität bei Innenrotation, dagegen zahlreiche Aktionspotentiale bei der Außenrotation und Beugung, wonach er dem Muskel eine gleichzeitig beugende und außendrehende Funktion zuschreibt. In einer weiteren Arbeit mit gleichartigen Ergebnissen betont derselbe Autor, daß die elektromyographisch gemessene Muskelanspannung keinen Rückschluß auf die Ursache einer bestimmten Bewegung zulasse und folgert: "Es darf als ausgeschlossen angesehen werden, daß der Iliopsoas eine innenrollende Funktion hat."

In all diesen Untersuchungen blieben die Formfaktoren des oberen Femurendes unberücksichtigt, bzw. wurden nicht besonders erwähnt, so daß angenommen werden kann, daß bei den gesunden Probanden auch diesbezüglich normale Verhältnisse bestanden. Elektromyographische Untersuchungen bei wohl pathologischen Formvarianten stammen von SUTHERLAND et al. Deren Studie umfaßt sieben spastische Kinder mit innenrotiertem Gang, wobei bei stärkster Innenrotation die höchste Aktivität in den medialen Kniebeugern gefunden wurde. Die Aktivität des Iliopsoas zeigte dagegen keinen ersichtlichen Zusammenhang mit der vermehrten Innenrotation.

3. Elektromyointegration

Die Elektromyographie dient als qualitative Untersuchungsmethode durch Beurteilung von Form , Dauer und Amplitude des abgeleiteten Potentials einer motorischen Einheit besonders der differenzierenden Diagnostik neuro- und myogener Erkrankungen. Ohne nähere Beachtung des einzelnen Potentials kann die Elektromyographie aber auch zu Bewegungsstudien herangezogen werden, wobei die Potentialdichte der Aktivität (= Innervation) eines Muskels bei bestimmten Bewegungen gleichzusetzen ist. Mit zunehmender Gradation der Innervation verschmelzen die anfangs einzeln zu registrierenden Potentiale zu einem gemischten und schließlich interferierenden Muster, in dem die Einzelpotentiale nicht mehr beurteilbar sind. Gleichzeitig pflegt auch die Amplitude leicht anzusteigen. Diese gemischten und interferierenden Muster entstehen einmal durch zunehmende Rekrutierung anfangs untätiger Vorderhornzellen, zum anderen durch eine Erhöhung der Impulsfrequenz. Somit besteht eine enge Beziehung zwischen Frequenz und Amplitude der Aktionspotentiale einerseits und dem, der Muskelspannung in etwa entsprechenden, Aktivierungsgrad andererseits. Dadurch wird es möglich, durch Integration der Potentialparameter Frequenz und Amplitude, Änderungen von Spannungszuständen quantitativ zu erfassen (STEINBRECHER) und die Aktivität eines Muskels numerisch anzugeben. Spannungszustände lassen sich mit dieser Methode allerdings nur sehr bedingt miteinander vergleichen, da elektrische

Aktivität und mechanische Spannung nur bei isometrischer Kontraktion in linearer Abhängigkeit zueinander stehen (EDWARDS und LIPPOLD) und zum anderen die Ableitungsmethoden (abgegriffenes Areal) das Resultat entscheidend beeinflussen. Vergleiche sind also nur bei Benutzung von Standardableitungen unter Verwendung stets gleicher Elektroden und gleicher Ableitungsstellen möglich (v. EIFF). Dennoch hat sich die Myointegration besonders zur Kontrolle des Erfolges entspannender Weichteiloperationen bewährt, wie sie von GÖB und STOTZ berichtet werden.

4. Eigene Untersuchungen

4.1 Untersuchungsgut

Von mehr als 30 untersuchten Hüftgelenken gelangten zur näheren Auswertung 20 Hüften von insgesamt 13 Kindern beiderlei Geschlechts im Alter von 7 - 15 Jahren (Tabelle 2).

Tab. 2 Untersuchungsgut

Patient	Alter Geschl.	Diagnose	Nr.der Hüfte	Reeller ATW	Reeller SHW
R. M.	13 m.	Hemiplegie	1 l.	53	137
St. Th.	7 w.	Diplegie	2 l.	76	122
B. G.	8 m.	Diplegie	3 l.	49	127
Kr. M.	8 w.	Diplegie	4 l.	55	128
Ti. M.	7 m.	Diplegie	5 r.	69	140
			6 l.	69	140
Hu. A.	12 w.	Diplegie	7 r.	26	135
			8 l.	32	134
Hü. G.	13 w.	Diplegie	9 r.	55	139
			10 l.	62	140
N. A.	14 w.	Hemiplegie	11 l.	59	135
M. P.	10 m.	Tetraplegie	12 l.	47	136
			13 r.	47	137
R. R.	15 w.	Tetraplegie	14 l.	69	155
			15 r.	63	150
Gr. S.	9 w.	Tetraplegie	16 l.	49	119
			17 r.	48	125
Pfl. R.	13 w.	Triplegie	18 r.	58	137
R. Chr.	9 m.	Diplegie	19 r.	46	151
			20 l.	34	154

In allen Fällen handelte es sich um infantile Cerebralparesen mit rein spastischem Formenkreis, die im Bereich der untersuchten Hüfte zumindest bei Belastung eine mehr oder weniger ausgeprägte Beuge-, Adduktions- und Innenrotationsfehlstellung zeigten, wobei der stark einwärtsrotierte Gang als Auswahlkriterium galt. Eine Hüftluxation bestand in keinem Fall, ebenso war noch kein operativer Eingriff an der Hüfte erfolgt. Stärkere Intelligenzstörungen lagen nicht vor, so daß eine gleichmäßige Mitarbeit während der langwierigen Untersuchungen gewährleistet war.

Für jedes Hüftgelenk wurden anhand einer Beckenübersichts- und einer Antetorsionsaufnahme die Formfaktoren Schenkelhalswinkel und Antetorsion nach der von E. M. MÜLLER angegebenen Methode vermessen. Die Umrechnung in die reellen Werte erfolgte nach der Korrekturtabelle von RIPPSTEIN (in LANGE).

4.2 M e t h o d i k

Die Ableitung aus dem M.iliopsoas erfolgte unmittelbar am Leistenband, dicht medial-unterhalb der Spina iliaca ventralis superior am inneren Sartoriusrand. An dieser Stelle können beide Anteile des Muskels gleichwertig erfaßt werden, so daß die Meßergebnisse als Aktivität aus dem Gesamtmuskel betrachtet werden können. Als Elektroden dienten uns zwei feine etwa 10 cm lange Kupferdrähte, deren Lackisolierung an beiden Enden 10 mm entfernt worden war. Die richtige Lage der mittels einer Injektionskanüle in 1 cm Abstand mit gleicher Einstichtiefe eingebrachten Elektroden konnte bei Kontrollbewegungen am Oszillographen überprüft werden, zumal auch die Aktivität der umgebenden Muskulatur (M.sartorius, M.quadriceps, Adduktoren) durch Hautelektroden abgegriffen und gleichzeitig oszillographisch kontrolliert wurde. Die Drahtelektroden boten gegenüber den in den Vorversuchen von uns verwendeten Nadelelektroden den Vorteil, nach dem Einbringen reaktionslos toleriert zu werden und die Beweglichkeit im Hüftgelenk somit nicht zu beeinträchtigen. Die bipolar abgeleiteten Muskelpotentiale wurden durch einen 6-Kanal-Elektromyographen der Firma Stephan, Bad Godesberg, verstärkt, oszillographisch sichtbar gemacht und gleichzeitig über einen Elektromyointegrator nach v. EIFF elektronisch erfaßt und integriert. Dabei wird das Zeit-Spannungsintegral der Aktionsströme, das Elektromyointegral (EMI) gebildet, das als numerischer Wert direkt an einem Digitalzähler abgelesen und je nach

Dauer des Meßvorganges auch gestoppt werden kann. Die Ableitung erfolgte im Liegen, zunächst bei gestrecktem Hüftgelenk, was einer Winkelstellung 0° bzw. je nach Vorliegen einer Beugekontraktur von 5° , 10° oder 20° entsprach, danach in Beugestellungen von 20° , 40° , 60° und 90° . Die jeweiligen Stellungen wurden durch kleinflächiges Unterlegen von Schaumgummipolstern erreicht, so daß die Extremität einerseits stabil gelagert war, andererseits die aktive Rotationsmöglichkeit aber nicht behindert wurde. Nach Eintreten einer bestmöglichen Entspannung wurden die Ruhewerte ermittelt, anschließend aus der Mittelstellung heraus die Werte bei aktiver Innen- und Außenrotation, wobei durch Gegenhalten Bedingungen einer weitgehend isometrischen Kontraktion gewährleistet wurden. Um Maximalwerte zu erhalten, wurden die Kinder zu möglichst forcierten Bewegungen angehalten. Verfälschungen der Meßergebnisse durch einschließende Spasmen verhinderte die Kontrolle des Potentialmusters am Oszillographen, das auch akustisch wahrnehmbar gemacht werden konnte. Mögliche Beugeaktivitäten wurden durch sorgfältige Überwachung des Bewegungsvorganges und Palpierung von Muskulatur und Gelenk ausgeschlossen. Die Durchführung der Messungen stets durch das gleiche Team und die Errechnung eines Mittelwertes aus durchschnittlich 5 - 10 Registrierungen eines einzelnen Vorganges ließ uns einigermaßen zuverlässige Befunde erheben. Die Dauer des einzelnen Meßvorganges betrug konstant 5 Sekunden, die direkt am Myointegra-

tor gestoppt wurden. Neben den elektromyographischen Messungen wurde das jeweils erreichte aktive und maximale passive Bewegungsausmaß, auf- bzw. abgerundet auf 5° , für die Rotation bei den unterschiedlichen Beugestellungen festgelegt. Um eine Relation zur Beugeaktivität zu erhalten, bestimmten wir auch noch das 5-sec-EMI für isometrische Kontraktion bei 0° und 90° Beugung.

Tab. 3

Mittleres EMI bei Innen- und Außenrotation (nach Abzug der Ruhewerte)
in verschiedenen Beugestellungen im Hüftgelenk

Nr.	ATW	SHW	Innenrotation				Außenrotation				90	IR	AR	Quotient IR/AR	
			0	20	40	60	90	0	20	40					60
7	26	135	19.8	14.6	11.2	12.8	19.4	11.8	4.8	0	0	4.2	15.56	4.16	3.72
8	32	134	-	12.0	2.6	0.9	3.3	-	8.8	4.0	2.2	6.1	4.70	5.27	0.89
20	34	154	10.0	8.4	17.8	-	-	17.2	18.8	-	-	-	12.07	18.00	0.67
19	46	151	17.6	11.6	7.2	8.2	-	-	-	-	-	-	11.15	-	-
12	47	136	2.8	0.4	2.8	0	14.8	13.8	19.8	0	10.8	16.4	4.16	12.16	0.34
13	47	137	11.8	15.4	16.6	1.6	0	18.8	28.0	32.0	22.6	0	9.08	20.28	0.45
17	48	125	23.2	21.7	16.9	25.5	20.8	5.5	4.5	4.1	8.5	4.5	21.62	5.42	4.01
16	49	119	15.6	14.2	13.0	9.0	11.6	49.4	45.0	30.2	19.2	13.2	12.68	31.40	0.40
3	49	127	-	0	3.4	15.0	15.2	-	10.2	16.0	12.4	5.8	8.40	11.10	0.76
1	53	137	9.0	15.9	30.0	3.0	6.3	1.0	3.1	5.0	4.7	22.0	12.84	7.16	1.79
4	55	128	11.2	9.0	5.4	10.0	15.8	6.2	12.2	8.2	8.6	9.6	10.28	8.96	1.15
9	55	139	41.8	19.6	29.4	26.6	25.8	26.0	16.8	20.0	17.8	16.6	28.64	19.44	1.47
18	58	137	27.2	31.4	22.6	14.0	6.8	14.0	13.8	18.0	33.4	16.4	20.40	19.12	1.07
11	59	135	3.0	2.2	4.2	0	0.4	4.8	3.4	7.0	0	1.8	1.96	3.40	0.58
10	62	140	34.6	24.8	29.2	26.6	29.8	13.8	9.2	10.2	6.6	6.6	29.00	9.28	3.13
15	63	150	8.0	4.8	9.0	5.2	0.8	7.0	0.4	7.0	0.6	0	5.56	3.00	1.85
5	69	140	-	11.0	34.2	20.2	15.8	-	12.8	26.2	18.6	8.4	20.30	16.50	1.23
6	69	140	-	20.8	19.6	24.2	19.8	-	2.4	8.8	14.2	11.8	21.10	9.30	2.27
14	69	155	26.0	24.4	21.0	7.8	31.0	16.4	1.8	0.6	0	5.6	22.04	4.88	4.52
2	76	122	12.4	9.8	14.6	5.8	13.4	3.6	3.4	4.0	4.2	10.8	11.20	5.20	2.16
X	50.3	137	17.12	13.60	15.53	11.39	13.93	13.95	11.54	11.18	10.24	8.88	14.23	11.06	1.29

4.3 E r g e b n i s s e

Die Röntgenuntersuchung aller in die Studie mit-
einbezogener Kinder zeigte in allen Fällen mit
durchschnittlich 50.3° eine ausgeprägt vermehrte
Antetorsion, während der Schenkelhalswinkel beim
Vergleich mit den von v.LANZ angegebenen Werten
in Tabelle 1 nur zu einem kleinen Teil eindeutig
höher als dem Lebensabschnitt entsprechend lag
(Abb. 1).

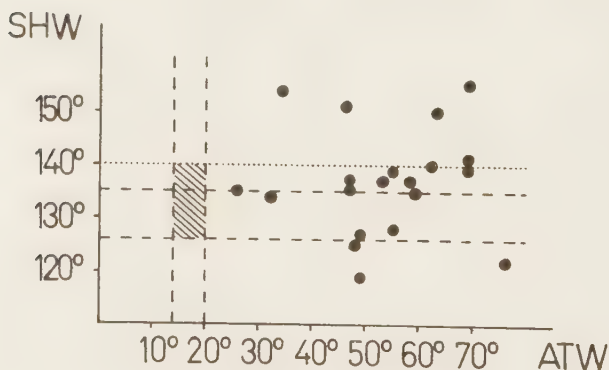


Abb.1

Verhältnis von Schenkelhalswinkel und Antetorsion in un-
serem Untersuchungsgut. Die schraffierte Fläche ent-
spricht den nach v. LANZ zu erwartenden Werten einschl.
einer Toleranz für den Schenkelhalswinkel bis 140° .

Tabelle 3 zeigt die Durchschnittswerte aller Ein-
zelmessungen in den unterschiedlichen Ausgangs-
stellungen, wobei wir, um hinsichtlich ihres Wir-
kungsgrades vergleichbare Resultate zu erhalten,

die allerdings nicht aufgeführten jeweiligen Ruhewerte nach Ausgangsstellung differenziert von den bei Bewegung erzielten Werten abgezogen haben. Der Übersichtlichkeit halber sind Beugekontrakturen bis 10° unter der Beugestellung 0° mitaufgeführt, über 10° bei Beugung 20° . Höhere Kontrakturen traten in unserem Material ohnehin nicht auf.

Die Unterschiede der Integrationswerte sind zwar nicht signifikant, die graphische Darstellung der Summendurchschnittswerte in Abb. 2 läßt aber für beide Bewegungen eine deutliche Abnahme der ges-

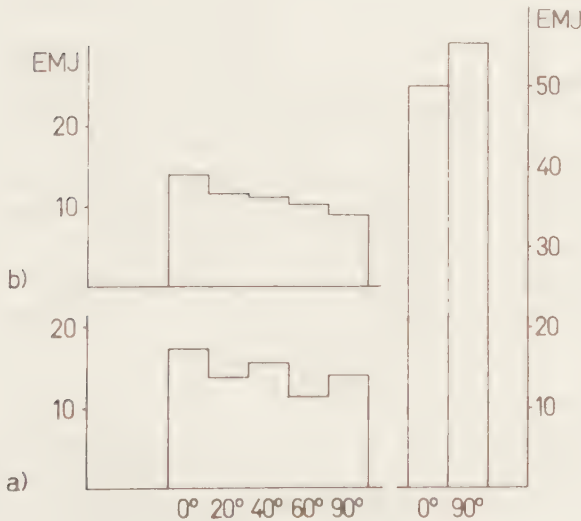


Abb. 2

Mittleres 5-sec-Elektromyointegral (EMI) des M. iliopsoas bei aktiver Innen-(a) und Außenrotation (b) in verschiedenen Beugestellungen des Hüftgelenkes sowie bei maximaler isometrischer Kontraktion bei 0° und 90° Beugung.

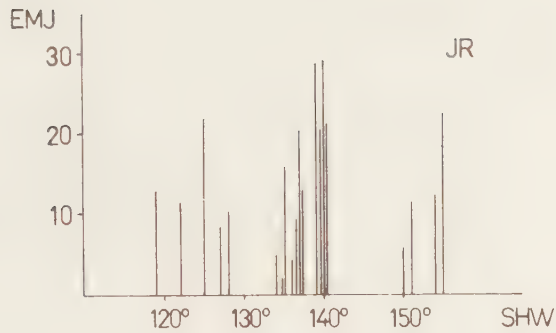
senen EMI-Werte mit zunehmender Beugung erkennen. Diese rückgehende Aktivierung könnte einer durch die Beugung abnehmenden Effizienz des Muskels für die geforderte Rotationsbewegung entsprechen, während das bei 90° Beugung gegenüber der Stellung 0° deutlich höhere Elektromyogramintegral für eine Zunahme der Beugeeffizienz mit zunehmender vorgegebener Beugestellung spricht.

Um ein einfaches Maß für die mehr bei Innen- oder Außenrotation liegende Gesamtaktivität des Muskels zu erhalten, haben wir in der letzten Spalte der Tabelle 3 einen entsprechenden Rotationsquotienten aus dem Durchschnittswert aller Messungen bei Innen- und Außenrotation gebildet, wobei ein Wert 1 für eine mehr bei Innenrotation, ein Wert $\frac{1}{2}$ für eine mehr bei Außenrotation liegende Aktivität steht. Da nach den Modellversuchen (v.LANZ und HENNIG, GÖB, STAEUBLE) die Formvarianten des proximalen Femurendes die Funktion des M.iliopsoas entscheidend bestimmen, versuchten wir zwischen der von uns gefundenen elektrischen Aktivität und den ermittelten Schenkelhals- und Antetorsionswerten eine Beziehung aufzustellen.

EMI und Schenkelhalswinkel

Die etwas starke Gruppierung unserer Schenkelhalswinkel verbietet weitergehende Interpretationen, doch ist aus der Abbildung 3, abgesehen von geringen quantitativen Unterschieden, die deutliche Übereinstimmung des Verteilungsmusters der Werte des EMI bei Innen- und Außenrotation zu ersehen. Eine leichte Neigung zu etwas höheren Werten mit ansteigendem Schenkelhalswinkel bei der Innenrotation im Bereich 134° bis 140° ent-

3 a)



3 b)

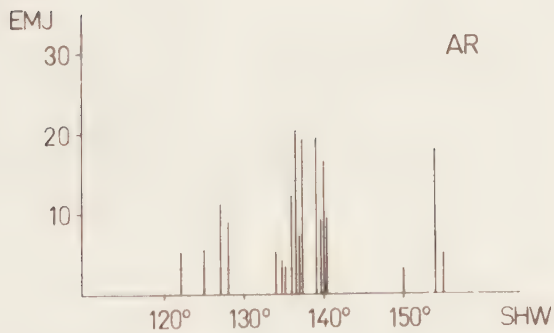


Abb. 3

Mittleres Elektromyointegral bei Innen - (3 a) und Außenrotation (3 b) in Beziehung zum Schenkelhalswinkel.

spricht beim Vergleich mit Abb. 1 einer zunehmenden Antetorsion.

Bei der geringen Ausdehnung des auswertbaren Bereiches erschien uns eine weitere Aufschlüsselung nach den einzelnen Beugestellungen nicht sinnvoll.

EMI und Antetorsion

Aufgetragen in Abhängigkeit zum Antetorsionswinkel zeigen die Aktivitätswerte sowohl für die Außen- wie auch besonders für die Innenrotation eine gerichtete Ver-

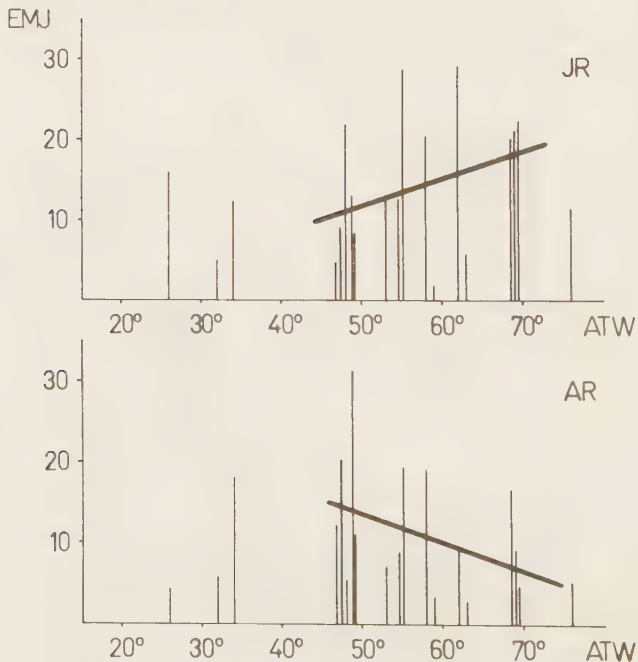


Abb. 4

Mittleres Elektromyointegral bei Innen- (JR) und Außenrotation (AR) in Beziehung zum Antetorsionswinkel.

teilung. Ohne Berücksichtigung der Extremwerte resultiert bei Innenrotation mit zunehmendem Antetorsionswinkel eine Zunahme höherer EMI-Werte, bei der Außenrotation hingegen eine Abnahme (Abb. 4). Auch die Aufschlüsselung in die extremen Beugestellungen 0° und 90° zeigt dies für die Innen- (Abb. 5) und Außen-

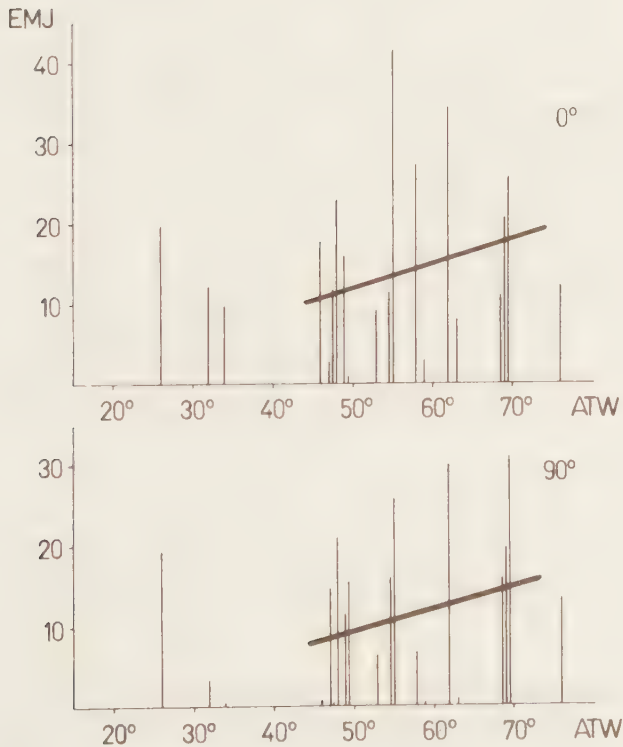


Abb. 5

Mittleres Elektromyointegral bei Innenrotation in Beziehung zum Antetorsionswinkel bei unterschiedlicher Beugestellung von 0° und 90° im Hüftgelenk.

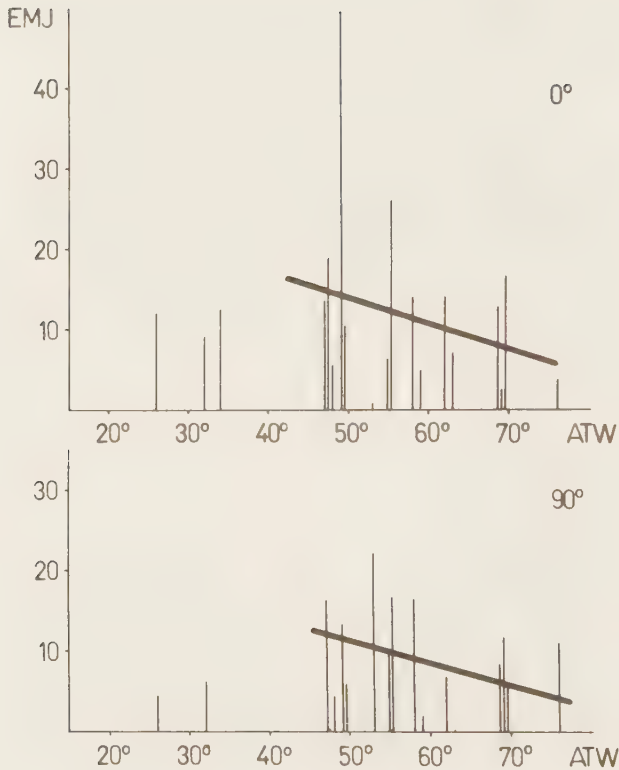


Abb. 6

Mittleres Elektromyointegral bei Außenrotation in Beziehung zum Antetorsionswinkel bei unterschiedlicher Beugstellung von 0° und 90° im Hüftgelenk.

rotation (Abb. 6) gegensinnige Verhalten, wobei auch hier wieder, was aus Abb. 2 bereits zu erwarten war, mit zunehmender Beugung die absolute Höhe des EMI abnimmt.

Hingegen läßt sich für die Steilheit des mit zunehmender Antetorsion ersichtlichen Anstieges bzw. Abfalles keine sichere Abhängigkeit von der Beugestellung feststellen.

Bewegungsausmaß und EMI

Die in Tabelle 4 zusammengefaßten aktiven und passiven Bewegungsausmaße zeigen erwartungsgemäß ein deutliches Überwiegen der Innenrotationswerte, was mit zunehmendem Antetorsionsgrad gering verstärkt wird. Beim Vergleich mit dem in Tabelle 3 aufgeführten Rotationsquotienten ergibt sich allerdings keine Deckung von begünstigter Rotationsmöglichkeit und entsprechend gerichtetem Quotienten. Auch dessen Höhe stimmt nicht mit der Stärke des Überwiegens einer Bewegungsrichtung überein. Am ehesten decken sich die bei zunehmender Antetorsion ansteigenden EMI-Werte für die Innenrotation mit dem dabei auch leicht zunehmenden aktiven Bewegungsausmaß.

Tab. 4

Aktives (a) und passives (p) Bewegungsausmaß in Graden bei Innen- und Außenrotation in verschiedenen Beugestellungen im Hüftgelenk

Hüfte Nr. ATW	0			20			40			60			90			Gesamt								
	IR	a	p	IR	a	p	IR	a	p	IR	a	p	IR	a	p	IR	a	p						
7	26	10	30	30	20	30	30	40	20	60	20	40	60	20	20	50	60	18	26	36	50			
8	32	-	-	-	30	50	0	0	20	40	0	10	30	20	40	0	30	25	43	0	18			
20	34	5	40	5	30	10	40	0	5	30	10	30	0	20	5	30	30	3	28	7	34			
19	46	45	60	0	50	10	40	0	5	30	0	40	0	30	0	40	0	12	36	0	40			
12	47	10	30	5	10	30	10	15	10	30	10	20	15	40	20	30	10	9	35	9	27			
13	47	10	20	10	20	30	10	20	0	40	5	40	0	40	5	40	5	22	32	8	24			
17	48	20	40	10	20	30	10	20	20	30	5	20	30	30	30	10	30	22	32	8	24			
16	49	30	50	0	0	20	40	0	10	30	5	5	30	40	0	10	30	25	44	1	14			
3	49	-	-	-	-	20	40	0	10	30	0	20	30	50	0	20	40	25	44	1	14			
1	53	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-			
4	55	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-			
9	55	20	40	0	5	10	20	0	10	15	0	20	10	20	0	10	20	12	23	0	15			
18	58	10	40	5	10	20	30	0	5	10	5	20	5	20	10	30	10	10	26	6	19			
11	59	40	60	0	10	20	40	0	15	20	40	20	30	40	10	20	30	26	46	7	19			
10	62	30	50	0	0	20	40	0	0	20	30	0	5	20	20	0	10	20	30	2	7			
15	63	20	40	0	0	20	40	0	0	10	30	0	5	20	30	5	20	18	36	2	9			
5	69	-	-	-	-	10	20	20	40	10	30	10	30	20	30	0	20	24	42	14	29			
6	69	-	-	-	-	40	60	5	20	40	70	30	30	20	70	20	40	24	42	14	29			
14	69	20	50	5	10	20	30	10	20	20	50	10	15	30	40	20	40	22	44	9	15			
2	76	30	50	5	10	20	50	10	10	20	40	10	20	20	30	10	20	22	44	9	15			
$\bar{x}$	21.4	42.8	5.4	15.3	18.6	36.1	6.4	16.7	14.2	33.6	8.3	23.3	17.2	33.9	8	26.9	18.3	35	9.2	31.9	17.5	35	7.2	22.85

5. Besprechung der Ergebnisse

Elektromyographische Untersuchungen zum Studium von Motilitätsstörungen wurden schon seit mehr als zwei Jahrzehnten durchgeführt. Das Bemühen, dabei auch quantitativ untereinander schnell vergleichbare Werte zu erzielen, führte zur Messung des Elektromyointegral (EMI). Nun ist das EMI als Zeit-Spannungsintegral der Muskelaktionsströme kein Maß für die Gesamtaktivität eines Muskels, doch besteht die Möglichkeit bei Verwendung gleichartiger Elektroden mit gleicher Ableitungsstelle Muskelspannungen untereinander zu vergleichen und eventuell statistisch auszuwerten (v. EIFF, STOTZ). Zur Dokumentation des Operationserfolges bei entlastenden Weichteileingriffen wird diese Methode in letzter Zeit entsprechend angewandt (GÖB, STOTZ). Auch in unserer Arbeit, über deren vorläufige Ergebnisse wir bereits mit STOTZ berichtet hatten, führen wir nur vergleichende Messungen der Aktivität des M. iliopsoas unter den von v. EIFF aufgestellten Bedingungen - gleiche Elektroden, gleiche Einstichstelle - durch und beurteilen nie das einzelne EMI einer Bewegung isoliert, sondern nur in Relation zur Gegenbewegung. Insoweit gestattet diese Methode mit gegeneinander aufrechenbaren numerischen Werten Aussagen über die mögliche Beteiligung eines Muskels an bestimmten Bewegungen. Rückfolgerungen von der gefundenen Aktivität auf die Ursache einer bestimmten Bewegung lassen

sich allerdings nicht führen (TÖNNIS). Dies zeigt sich auch darin, daß wir teilweise für die Außenrotation verhältnismäßig hohe EMI-Werte maßen, obwohl keine aktive Bewegung resultierte. Eine verfälschende Beugeaktivität kann dabei nach dem unter dem Abschnitt Methodik Gesagten wohl ausgeschlossen werden; eher wird das rotatorische Moment des Muskels wegen der vorliegenden Innenrotationskontraktur nicht wirksam. Schließlich muß als grundsätzlicher Fehler unserer Messungen die zentrale Desintegration der Spastik mit gleichzeitiger Innervierung von Agonisten und Antagonisten mit hereingenommen werden (STEINBRECHER, SAMILSON). Denn es verlangte von unseren Probanden starke Konzentration, während der an und für sich schon schwierigen Rotationsversuche die Hüfte nicht zu beugen, wobei die Extensoren im Sinne einer Haltefunktion sicherlich innerviert wurden. Wieweit nun unsere Messungen die dabei antagonistische Innervation des M. iliopsoas als Beuger ausdrücken, läßt sich nicht entscheiden, doch dieser immanente Fehler dürfte bei allen Probanden gleich groß sein, da auch die Spastik klinisch bei allen gleich mittelgradig war.

Die in unserem Patientengut ermittelten Durchschnittswerte von 50.3° für die Antetorsion und 137° für den Schenkelhalswinkel bei einem Durchschnittsalter von 10.7 Jahren entsprechen den Werten, die auch BURGESS in seinem Kollektiv erhoben hat. Schon THOM hatte darauf hin-

gewiesen, daß die spastische coxa valga meist eine coxa antetorta sei, wobei sein Material eine gute Deckung zwischen den spastischen Veränderungen wie Kontrakturen und der vermehrten Antetorsion ergab, nicht aber der Steilheit des Schenkelhalswinkels. Unter Berücksichtigung der von v. LANZ angegebenen Richtwerte (Tab. 1) lag in unseren Fällen der Schenkelhalswinkel zu 50 % im altersgemäßen Bereich, war nur in 20 % eindeutig erhöht und lag ansonsten nur gering über der Norm (Abb. 1). Die Antetorsion war im Vergleich dazu in allen Fällen vermehrt, wobei auffällt, daß der stärksten Antetorsion (76°) ein sogar leicht verminderter Schenkelhalswinkel (122°) entsprach. Insgesamt zeigt aber auch unser Material ein Zusammentreffen von Extremwerten beider Formvarianten, was die Anschauung von der gemeinsamen Ursache beider Störungen (v. LANZ) beim Spastiker (GÖB) unterstützt.

Die Angaben in den anatomischen Lehrbüchern über die Funktion des M. iliopsoas für die Rotation widersprechen sich weitgehend. Eingehende Untersuchungen stammen von v. LANZ und HENNIG, die die Versuche BANDMANN's mit der Fadenmethode weiterführten, wobei sie auch mit variablem Schenkelhalswinkel und Antetorsion arbeiteten. Dabei fand sich für das normal geformte Schenkelbein eine leichte Innenrotationskomponente des M. iliopsoas, die mit steigender Beugung sogar zunahm, ab 103° Beugung jedoch in eine Außenrotation umschlug. Bei zunehmendem

Schenkelhalswinkel und besonders steigender Antetorsion kommt es zur Abnahme des Innenrotationsmomentes, ab 32° Antetorsion schon besteht ein außenrotatorisches Moment für alle reinen Beuge- und Streckbewegungen und ab 52° auch für alle Ab- und Adduktionsstellungen.

Die bisherigen elektromyographischen Untersuchungen des M.iliopsoas an gesunden Probanden ergaben keinen sicheren Hinweis für eine rotatorische Komponente (BASMAJIAN, CLOSE, KEAGY, BARBIERI, TÖNNIS) und auch beim Spastiker fanden sich keine entsprechenden Anhalte (SUTHERLAND). Da aber bei allen Arbeiten nie Formfaktoren berücksichtigt wurden, stehen wir mit unseren Ergebnissen ohne klinische Vergleichsmöglichkeiten.

Grundsätzlich sprechen unsere Befunde für eine Beteiligung des M.iliopsoas sowohl an der Außen- wie der Innenrotation, was sich mit manchen anatomischen Lehrmeinungen deckt (BRAUS-ELZE, BENNIGHOFF-GOERTTLER, SIEGLBAUER, v. LANZ). Die Abnahme der Integrationswerte mit zunehmender Beugung entspricht dabei wohl nicht so sehr einer durch Näherung von Ursprung und Ansatz generell abnehmenden Effizienz des Muskels - die EMI-Werte für Beugung liegen bei 90° ja höher als bei 0° - als vielmehr einer durch die zunehmende Beugung abnehmenden Rotationsfähigkeit.

Für die Abhängigkeit vom Schenkelhalswinkel ergibt sich kein eindeutiges Bild, doch über-

wiegt mit zunehmender Steilheit die Aktivität bei Innenrotation (Abb. 7), was den Feststellungen v. LANZ und HENNIG's widerspricht.

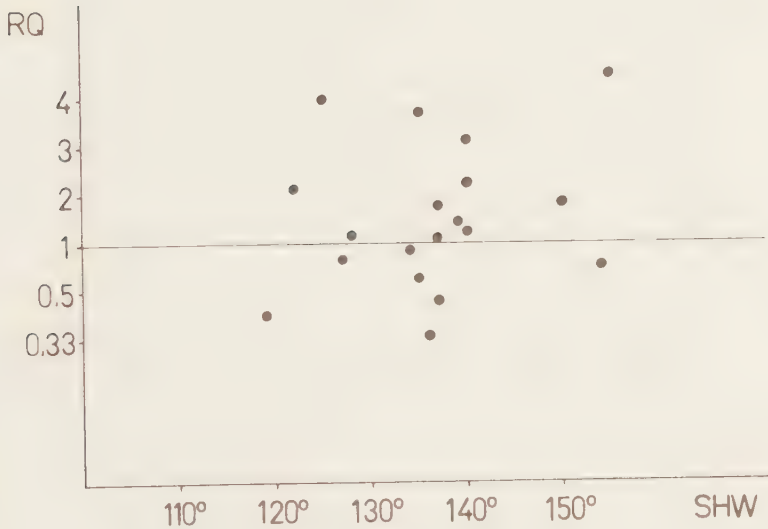


Abb. 7
Rotationsquotient (Gesamt-EMI IR/AR) in Beziehung zum Schenkelhalswinkel. Werte über 1 sprechen für eine überwiegend bei Innenrotation gemessene Aktivität des M. iliopsoas, unter 1 bei Außenrotation.

Mit zunehmender Antetorsion fanden dieselben Autoren von 32° an ein rein außenrotatorisches Drehmoment bei allen Beuge- und Streckbewegungen. In unserem gesamten Material, das mit einer Ausnahme oberhalb dieses Grenzwertes lag, überwiegt aber die bei Innenrotation gemessene Akti-

vität, was die Abbildung 8 deutlich zeigt. Nun können aber die v. LANZ'schen Befunde nur be-

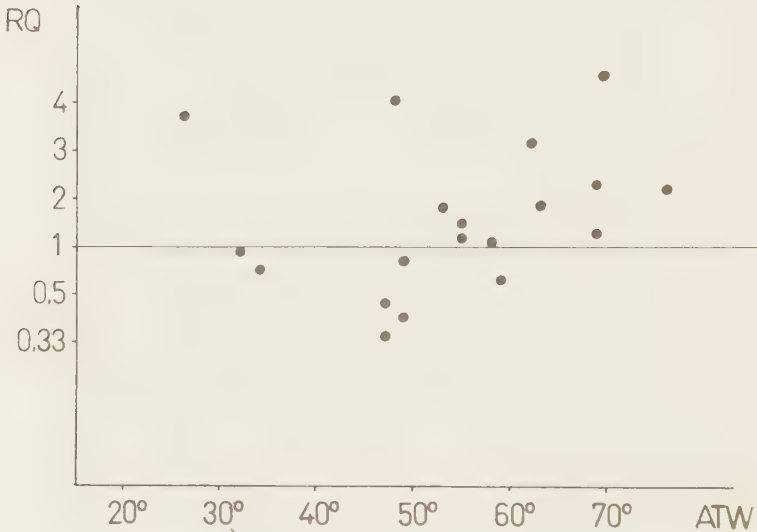


Abb. 8
Rotationsquotient (Gesamt-EMI IR/AR) in Beziehung zum Antetorsionswinkel. Werte über 1 sprechen für eine überwiegend bei Innenrotation gemessene Aktivität des M.iliopsoas, unter 1 bei Außenrotation.

dingt zum Vergleich herangezogen werden, da sie zwar variable Antetorsions- und Beugestellungen berücksichtigen, den Schenkelhalswinkel jedoch nicht veränderten. STAEUBLE dagegen hat bei leider fixierter Streckstellung Schenkelhalswinkel und Rotationsstellung variiert, wodurch wir zumindest für die Beugestellung 0° vergleichbare Ergebnisse erhalten, da bezüglich des Drehsinnes eine zunehmende Innenrotationsstellung einer abnehmenden Antetorsion und entsprechend die Außenrotation einer zunehmenden gleichzusetzen ist (v. LANZ). Unsere Formvarian-

ten ließen demnach für die Beugestellung 0° in allen Fällen ein außenrotatorisches Drehmoment in der Mittelstellung erwarten, das sich in Außenrotation verstärkte und in fünf Fällen (Tab. 5) auch mit einem entsprechenden EMI-Quotienten deckte. Eine nach v. LANZ bei der maximal erreichten Innenrotation mögliche Umkehr des Drehmomentes fand sich nur in einem einzigen Fall, hatte aber keine entsprechende Übereinstimmung im EMI-Quotienten.

Nr.	ATW	SHW	IR	Drehmomente		EMI IR/ AR	Gesamt EMI IR/ AR
				O	AR		
7	26	135	-0.35	-0.55	-0.85	1.68	3.72
20	34	154	-1.25	-1.27	-1.35	0.58	0.67
19	46	151	-0.75	-1.3			
12	47	136	-0.74	-0.85	-0.88	0.20	0.34
13	47	137	-0.8	-0.9	-0.95	0.64	0.45
17	48	125	-0.1	-0.45	-0.5	4.22	4.01
16	49	119	+0.25	-0.2		0.32	0.40
9	55	139	-0.82	-1.0		1.61	1.47
18	58	137	-0.88	-0.95	-0.96	1.94	1.07
11	59	135	-0.4	-0.9		0.63	0.58
10	62	140	-0.85	-1.0		2.51	3.13
15	63	150	-1.2	-1.2		1.14	1.85
14	69	155	-1.4	-1.4	-1.4	1.58	4.52
2	76	122	-0.3	-0.6	-0.63	3.45	2.16

Tab. 5

Nach v. LANZ und STAEUBLE bei Beugestellung 0° zu erwartende innen-(+) oder außenrotatorische (-) Drehmomente, in Mittelstellung (O) und bei maximal erreichtem aktiven Bewegungsmaß für Innen- und Außenrotation im Vergleich zum Rotationsquotienten.

GÖB ermittelte mit der v. LANZ'schen Versuchsanordnung ein innenrotatorisches Moment des Iliopsoas ab einer Innenrotationsstellung von 15° bei einer Beugestellung 20° und den Formvarianten steiler

Schenkelhalswinkel (140°) und hohe Antetorsion (40°), womit sich unsere Ergebnisse noch am ehesten in Einklang bringen lassen. Noch größere Übereinstimmung ergibt sich, wenn diejenigen Meßwerte aus der Wertung ausgeschlossen werden, denen kein aktiver Bewegungsausschlag entspricht, wodurch in vier Fällen der Rotationsquotient von < 1 zu > 1 sich ändert (Nr. 8, 16, 3, 11 in Tabelle 3).

Ein einheitliches Verhalten der EMI-Quotienten in Abhängigkeit von der Beugestellung läßt sich allerdings nicht aufzeigen, ebensowenig unter Berücksichtigung von Antetorsion und Schenkelhalswinkel.

Wenn sich unsere Befunde auch nur bedingt mit den Versuchen von v. LANZ und HENNIG sowie STAEUBLE vergleichen lassen, so decken sie sich doch insofern mit deren Ergebnissen, daß der M. iliopsoas abhängig von den Formvarianten des coxalen Femurendes sowohl bei Innen- wie Außenrotation in wechselnder Stärke beteiligt sein kann. Hatte schon GÖB unter den beim Spastiker gefundenen extremen Formvarianten des steilen Schenkelhalses und der erhöhten Antetorsion ein mit zunehmender Innenrotationsstellung anwachsendes innenrotatorisch wirksames Drehmoment ermittelt, so finden auch wir mit steigender Antetorsion eine Zunahme der EMI-Werte bei der Innenrotation. Dies bedeutet jedoch nicht, daß der Muskel mit steigender Antetorsion zunehmend im Sinne der Innenrotation wirksam wird, sondern zeigt lediglich, daß er in der erreichten Endstellung größtenteils bei In-

nenrotation mehr aktiv ist als bei Außenrotation. Wenn dies einer Funktion gleichzusetzen ist, so kann nur insoweit gefolgert werden, daß der M.iliopsoas eine Innenrotationsstellung, an deren Erreichung er gar nicht beteiligt gewesen sein muß, eher und stärker einhält als eine Außenrotationsstellung; dies umso deutlicher je höher die Antetorsion und je steiler der Schenkelhalswinkel. Dies eher passive Verhalten gibt auch der nicht in der Mittelstellung liegende Scheitelpunkt für die Umkehrung des Drehmomentes in den Modellversuchen wieder.

6. Vermehrte Antetorsion und Miliopsoas Versuch einer Deutung

Die beim Spastiker fast regelmäßig gefundene Vermehrung der Antetorsion (THOM, BURGESS) ist entweder die Folge von fehlenden redressierenden Momenten oder des Weiterbestehens der schon embryonal wirkenden antetorquierenden Kräfte oder beides zusammen. Da bei der Spastik ein gestörtes muskuläres Gleichgewicht resultiert, können wohl phylogenetische Prinzipien (ALTMANN, GRÜNEWALD) als Mechanismen der postpartalen Antetorsionserhöhung außer acht gelassen werden. v. LANZ, der die auf den Femur einwirkenden und so umwegig die Antetorsion bedingenden muskulären Kräfte untersuchte, fand beim Erwachsenen ein Übereinstimmen der Antetorsion von durchschnittlich 12° mit dem Überwiegen außenkreiselnder Momente. Dabei stützt er sich auf Überlegungen, daß die Lagerung des Femur im Kugelgelenk Hüfte keine Einspannungs- sondern nur Biegemomente aufnehmen könne, das Knie als Scharniergelenk hingegen durch Bodenhaftung des Standbeines und am Ende des Kreiselungsspielraumes in gebeugter Stellung die Drehung um die Schaftachse verhindere. Verwindungen treten somit zwischen den fixierten Condylen und dem Ansatzgebiet Drehmomente entwickelnder Muskelgruppen auf. Für die spätfoetale Femurstellung ergaben sich so ausnahmslos einwärtsdrillende Momente, so daß nach der vorgehenden Überlegung, die die Erwachsenenverhältnisse auf den Embryo überträgt, die Antetorsion sogar bis zur Retrotorsion

abnehmen müßte. Hier postuliert v. LANZ (1961) denn auch eine unbekannte Steuerung des Wachstums, die die verdrillende Tendenz in ihr Gegenteil verkehre. Die Kritik kann anführen, daß der beim Erwachsenen denkbare Verwindungsmechanismus für den Foeten und das noch nicht geh- und stehfähige Kleinkind nicht zutrifft, da das Bein wegen fehlender Bodenhaftung frei rotiert und somit das Kniegelenk nicht als starres Widerlager gelten darf. Verwindungen sind dagegen zwischen mit gegensinnigem Drillmoment an der Schaftachse angreifenden Muskelgruppen möglich und schon 1949 hatte v. LANZ zur Erklärung der Antetorsion eine Verwindung des Femur zwischen dem Ansatz der überstarken Außenrotatoren und der in der spätfoetalen Zwangslage überwiegenden distalen Innenkreisler (Add. magnus mit seiner pars epicondylica und System der membrana vasto-adductoria) angeführt. Entsprechend können beim Spastiker die durch die nicht vollzogene vollständige Streckung der Hüfte weiterhin überwiegenden innenrotatorischen Momente bei zudem spastischer Muskulatur die Antetorsion verstärken. Dazu kommt, daß durch die Beugestellung die distal ansetzenden und in den Tractus iliotibialis einstrahlenden ventralen Fasern des Glutaeus maximus über den Trochanter maior gleiten und ein zusätzliches starkes innenrotatorisches Moment erhalten (GÜNTZ).

Wenn v. LANZ feststellt, daß das Hüftgelenk als reines Kugelgelenk nicht in der Lage sei

Verdrillungsmomente aufzunehmen, so trifft dies nur für am Schenkelhals selbst angreifende Kräfte zu. Durch die starke Knickung des Femur rücken aber Drehpunkt von Schaft- und Tragachse gegen proximal soweit auseinander, daß am Schaft ansetzende Rotationskräfte ihn gegen den im Gelenk fixierten Kopf torquieren können. Erst bei stärkster Steilstellung wür-

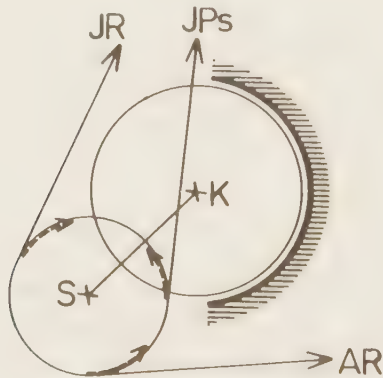


Abb. 9

Schema eines linken Hüftgelenkes. Hüftkopf und Schaft sind in eine horizontale Ebene projiziert, wobei S der Schaftachse und K der im Drehpunkt des Kopfes liegenden Rotationsachse des Femur entspricht. Die den Femur im Drehpunkt K bewegenden Innen- und Außenrotatoren erzeugen gleichzeitig ein auf S wirkendes torquierendes Moment. Dabei entspricht die Wirkung des Iliopsoas der der Außenrotatoren.

de dieses Moment durch das Zusammenfallen von Schaft- und Trag-(=Rotations-)achse verschwinden. Jeder am Schaft ansetzende Muskel kann somit, je nach Rotationswirkung auf dessen

Achse, eine Verwindung gegen den Schenkelhals erzielen, wodurch, da die transcondyläre Achse der Schaftachse folgt (GLAUBER), mit Ausnahme des M. iliopsoas alle Innenrotatoren eine die Antetorsion verstärkende, alle Außenrotatoren eine sie vermindernde Wirkung erhielten (Abb. 9). Zumal das distale Femurende mit dem Unterschenkel sich eher nach den am Oberschenkel resultierenden Muskelkräften einstellt als wie in der v. LANZ'schen Versuchsanordnung als formendes Widerlager wirkt, könnte diese Vorstellung weitgehend widerspruchslos die postpartale Antetorsionsentwicklung erklären. Die starke Antetorsion des Neugeborenen wäre dann direkter Ausdruck des Überwiegens der Innenrotatoren und mit zunehmender Erstärkung der Außenrotatoren, die nach v. LANZ ja beim Erwachsenen das dreifache Moment ihrer Gegenspieler erreichen, käme es zu einer entsprechenden Rückbildung. Beim Spastiker bedingt dann das Übergewicht der spastischen Innenrotatoren mit den umwegig durch die Beugung verstärkt innenrotatorisch über das System der membrana vasto-adductoria wirkenden distalen Adduktoren (Add. magnus, add. longus) eine weitere Zunahme.

Der M. iliopsoas, der ja nach Lage zur Tragachse (K in Abb. 9) eine wechselnde Rotationswirkung zeigt, wirkt auf den Schaft stets außentorqueierend und damit der Antetorsion entgegen. Wie BURGESS betont dies redressierende Moment auch GLAUBER, der sowohl experimentell wie in klini-

schen Versuchen mit intraoperativen Druckmessungen die auf Kopf und Schenkelhals wirkende retrotorquierende Kraft näher untersuchte. Dabei entwickelten sich die größten Spannungsmomente im Modellversuch an der Schenkelhalsbasis, was der v.LANZ'schen Anschauung widerspricht, Verdrillungsmomente könnten vom Hüftgelenk nicht aufgenommen werden. Eine Beeinflussung der Ante-torsion ist also demnach schon in diesem proximalen Bereich möglich und muß nicht erst umwegig durch eine Schaftverdrillung hervorgerufen sein, wenn auch die dort ansetzenden Muskelkräfte weit stärker und effektiver sein dürften. Daß der M. iliopsoas die Ausformung der Antetorsion wesentlich beeinflußt belegt GLAUBER dann auch durch zahlreiche Beobachtungen an Poliomyelitikern, die eine dem Lähmungsgrad des M.iliopsoas entsprechend vermehrte Antetorsion aufwiesen. Die nur geringe Zunahme bei gleichzeitiger Lähmung der Außenrotatoren ist durch unser Konzept nicht sicher deutbar, da in GLAUBER's Arbeit genaue Angaben über die einzelnen Muskelindividuen fehlen und z.B. die Adduktoren ja proximal zu den Außenrotatoren zählen, distal aber Innenkreisler darstellen. Bei ihrem Ausfall würde dann das Fehlen des kräftigen einwärtsdrillenden distalen Momentes umwegig eine geringere Ausformung der Ante-torsion bedingen, besonders wenn durch gleichzeitige Lähmung des Iliopsoas die die innenrotatorische Wirkung verstärkende Beugestellung wegfiele.

SCHULITZ und PARSCH bezweifeln eine antetorsionsmindernde Wirkung des Iliopsoas, den sie vielmehr

als einen die Antetorsion sogar verstärken-
den Faktor betrachten, besonders im Zusammen-
wirken mit den Adduktoren bei fehlenden Anta-
gonisten. Die von ihnen als Beweis angeführ-
ten Lähmungsbilder ab L4 bei Meningocelen mit
extremen Antetorsionswerten lassen jedoch
keinen überzeugenden Schluß auf eine direkte
Wirkung des Iliopsoas zu. Nach dem vorgehend
Gesagten kann die starke Antetorsion dabei
allein durch das innenrotatorische Moment der
distalen Adduktorenansätze erklärt werden,
das zudem noch über das System der membrana
vasto-adductoria verstärkt wird. Der Iliopsoas
als kräftiger Beuger würde dabei durch Vorgabe
einer diese Kräfte verstärkenden Stellung im
Hüftgelenk nur eine indirekte Wirkung auf die
Antetorsion entfalten. Auch das Beispiel einer
Lähmung ab L1 mit allein innerviertem Ilio-
psoas und dabei verstärkter Antetorsion läßt
sich nicht als schlüssiger Beweis für eine di-
rekte antetorquierende Muskelwirkung anführen.
Denn einmal handelt es sich hier um ein sehr
schwaches, nur teilinnerviertes Muskelindi-
viduum und andererseits können derartige Form-
extreme auch Resultanten einer durch andere
Formvarianten (z.B. steiler Schenkelhals, Pfan-
nenausformung) bedingten Wachstumstendenz
(v. LANZ-MAYET, WESZYCKI) sein.

Nach vorgehenden Überlegungen und angesichts der
oft widersprüchlichen Literaturangaben scheint
der M.iliopsoas keine überragende unmittelbare
Bedeutung für die Zunahme der Antetorsion zu
haben, der er eher antagonistisch entgegen

wirkt. Allerdings ermöglicht er durch seinen entscheidenden Anteil an der Flexionsstellung das Überwiegen des innenrotatorischen Momentes und somit umwegig die Verstärkung der Antetorsion, unbenommen deren Ausformung in Abhängigkeit von nicht sicher muskulär bedingten Formvarianten.

Weitere Grundsatzuntersuchungen werden hier jedoch zu einer endgültigen Klärung noch notwendig sein.

7. Zusammenfassung

Wie die schon beim Normalen umstrittene Rotationswirkung des M.iliopsoas ist auch seine Bedeutung für Innenrotationsstellung und Antetorsionsvermehrung beim Spastiker unklar. Unter Berücksichtigung der beschränkten Aussagemöglichkeit derartiger Bewegungsstudien wurde an 20 Hüften spastischer Kinder der M.iliopsoas elektromyointegratorisch untersucht und seine Aktivität in Beziehung zu den Formfaktoren des coxalen Femurendes gesetzt.

Die röntgenologische Untersuchung der 20 Hüften ergab bei einem Durchschnittsalter der 13 Probanden von 10.7 Jahren einen mittleren Schenkelhalswinkel von 137° und eine Antetorsion von 50.3° .

Die elektromyointegratorischen Messungen zeigten folgende Ergebnisse:

1. Der M.iliopsoas wird sowohl bei Innen- wie Außenrotation aktiviert, wobei das Myointegral für erstere höhere Werte zeigt.
2. Mit zunehmender Beugung im Hüftgelenk nehmen die Integrationswerte für beide Rotationsbewegungen gleichartig ab, was mit einer abnehmenden Effizienz des Muskels für die untersuchte Bewegung gleichgesetzt wird, zumal für die reine Beugung auch bei 90° noch sehr hohe Werte erreicht werden.
3. Eine eindeutige Beziehung zur Steilheit des Schenkelhalswinkels läßt sich wegen

der ungünstigen Gruppierung des Materials nicht aufstellen.

4. Mit zunehmender Antetorsion nimmt das Myo-integral bei Innenrotation deutlich zu, bei Außenrotation dagegen fällt es ab.

Für die Muskelfunktion wird daraus gefolgert, daß der M. iliopsoas an beiden Rotationsbewegungen beteiligt ist, wobei er allerdings die Bewegung nicht verursacht, sondern eine einmal eingenommene Rotationsstellung mit einhalten hilft, die Innenrotationsstellung stärker als die Außenrotation, was mit zunehmender Antetorsion deutlicher wird.

Bei der Innenrotationsstellung des Spastikers kann der Muskel demnach mitwirken.

Abschließend wird eine Deutung der Zunahme der Antetorsion beim Spastiker versucht und die Rolle des M.iliopsoas dabei beleuchtet:

1. Die vermehrte Antetorsion ist direkte Folge des spastischen Zuges der Innenrotatoren (ohne Iliopsoas).
2. Ein direkter Einfluß des M.iliopsoas auf die Antetorsion liegt nicht vor. Der Muskel wirkt eher redressierend, bedingt aber durch seinen entscheidenden Anteil an der Beugstellung umwegig die starke Antetorsion, da er den Innenrotatoren ein günstiges Moment ermöglicht.

- (12) CARTER C.H.,
GUSTFSON S.R. Drugs in neurospastic disorders
Charles C. Thomas Springfield
1965
- (13) CLOSE J.R. Motor function in the
lower extremity
Charles C. Thomas Springfield
1964
- (14) EDWARDS R.G.,
LIPPOLD O.C. J. Physiol. London 132,
1956, 677
- (15) v. EIFF A.W. et al Die Oberflächenmyographie
in der Inneren Medizin
Münch.Med.Wschr. 104, 1962,
789-794
- (16) --- Zentralnervöse Beeinflussung
des Elektromyogramms
Verh.Dtsch.Ges. Inn.Med. 71,
1965, 160 - 170
- (17) FICK A. zit. nach v.LANZ und HENNING
(37)
- (18) FICK R. Handbuch der Anatomie und
Mechanik der Gelenke Bd. III
Jena 1911
- (19) FRIEDEBOLD G. Klinische Bedeutung der An-
passungsvorgänge der Skelett-
muskulatur
Verh.Dtsch.Orthop.Ges. 54,1967
- (20) GLAUBER A.,
VIZKELETY T. The influence of the Iliopsoas
muscle on femoral antetorsion
Archiv für orthopäd. und Un-
fallchirurgie 60,1966,71-79
- (21) GÖB A. Muskelmechanische und elektro-
myographische Untersuchungen
am Hüftgelenk des Spastikers
und deren praktische Folgerun-
gen
Z.Orthop. 103,1967, 309-322
- (22) --- Orthopädische Therapie der
Little'schen Erkrankung
tägl.prax. 9,1968,243-246
- (23) GRAY's ANATOMY zit. nach BASMAJIAN (5)
- (24) GRÜNEWALD zit. nach GLAUBER (20)
- (25) GÜNTZ H. Die einwärtsrotierende Wir-
kung des Glut.maximus bei ma-
ximaler Hüftbeugung in utero
Z.Orthop. 79,1950, 42 (Aus-
sprache)

- (26) HENATSCH H.D. Steuerungsmechanismen der
 peripheren Motorik
 Verh.Dtsch.Orthop.Ges.54,1967
- (27) HOLLSTEIN L. Anatomie des Menschen
 Berlin 1852
- (28) HOLT K. S. Assessment of Cerebral Palsy
 Lloyd-Luke LTD. London 1965
- (29) JANSEN zit. nach BARRIOS (4)
- (30) KANE CH. A. Clin.Pharm.Therap. 5, 1964
- (31) KEAGY R.D. et al Direct electromyography of the
 psoas major muscle in man.
 J.Bone and Joint Surg. 48-A,
 1966, 1377
- (32) LANGE M. Lehrbuch der Orthopädie II,
 1, 1965
- (33) v. LANZ T. Anatomische und entwicklungs-
 geschichtliche Probleme am
 Hüftgelenk
 Verh.Dtsch.Orthop.Ges. 37.Kongr.
 79, 1950, 7
- (34) --- und HENNING A. Rollwirkung des Musculus adductor
 magnus am durchschnittlich ge-
 formten Schenkelbein
 Acta anat. 30,1957,420-429
- (35) --- Femurtorsion und verdrillende
 Muskelkräfte
 Gegenbaurs Morph.Jb. 102,
 1961/1962, 299 - 311
- (36) --- Die Rollwirkung des M.iliopsoas
 in Abhängigkeit vom Schenkel-
 halswinkel
 Acta anat. 24, 1955, 5 - 15
- (37) --- Die Rollwirkung des M.iliopsoas
 und Femurtorsion
 Z. Anat.u.Entwicklungsgesch. 117,
 1953, 382 - 409
- (38) --- und MAYET zit. nach (35)
- (39) ---, WACHSMUTH W. Praktische Anatomie I / 4 Bein
 und Statik
 Springer Berlin 1938

- (54) STAEUBLE Ch. Die Rotationswirkung des M. iliopsoas in Abhängigkeit von Schenkelhalswinkel und Rotationsstellung
Inaug.Diss. München 1969
- (55) STEINBRECHER W. Elektromyographie in Klinik und Praxis
Thieme Stuttgart 1965
- (56) STOTZ S. Elektromyointegratorische Untersuchungen bei der infantilen Cerebralparese
Verh.Dtsch.Orthop.Ges. 54, 1968, 114 - 117
- (57) STOTZ S.,
HEIMSTÄDT P. Über die Rollwirkung des M. iliopsoas in Abhängigkeit von Schenkelhals- und Antetorsionswinkel bei der infantilen Zerebralparese.
Z.Orthop. 108, 1970, 229 - 243
- (58) SUTHERLAND D.H.
et al Clinical and elektromyographic study of seven spastic children with internal rotation gait.
J.Bone and Joint Surg. 51-A, 1969, 1070 - 1082
- (59) THOM H. Die Antetorsion des koxalen Femurendes bei der infantilen Zerebralparese.
Verh.Dtsch.Orthop.Ges.49,1961,166
- (60) TÖNNIS D. Elektromyographische Untersuchungen über die Beteiligung des M. iliopsoas an der Ad- und Abduktion des Oberschenkels.
Z.Orthop. 107,1966,68-73
- (61) --- Elektromyographische Kontrollmöglichkeit und Befunde bei aktiver Übungsbehandlung.
Verh.Dtsch.Orthop.Ges. 52,1966, 36 - 46
- (62) --- Elektromyographische und histologische Muskelbefunde bei angeborener Hüftluxation.
Fortschritte der Medizin 84, 1966
- (63) --- Elektromyographische und histologische Befunde bei Muskelentspannung
Verh.Dtsch.Orthop.Ges. 54, 1967, 104 - 107

- (64) --- Elektromyographische Untersuchungen über die Rollwirkung des M. iliopsoas
Z.Orthop. 102, 1966, 61 - 67
- (65) VOSS-HERRLINGER Taschenbuch der Anatomie
Fischer Stuttgart 1964
- (66) WESZYCKI zit. nach (35)

Lebenslauf

Am 18.7.1943 wurde ich als erstes Kind des damaligen Oberlandesforstmeisters Wilhelm Heimstädt und seiner Ehefrau Annelotte, geb. Arnold, in Potsdam geboren. Nach dem Besuch der Humanistischen Gymnasien in Metten und Landshut legte ich 1962 in Landshut die Reifeprüfung ab und begann das Medizinstudium in München, wo ich auch im Juni 1968 das Staatsexamen bestand. Nach Ableistung der Medizinalassistentenzeit und Erteilung der Approbation am 1.4.1970 war ich bis zum 31.3.1971 an der Medizinischen Poliklinik München tätig und anschließend an der Rheumaklinik Leukerbad/Schweiz. Vom 1.1.1972 bis 31.7.1973 war ich als Assistent an der Rheumaklinik der Universität Zürich beschäftigt und vom 1.8.1973 bis 31.12.1974 an der Medizinischen Klinik des Stadtsptals Triemli/Zürich. Vom 1.1.1975 bis 31.12.75 arbeitete ich auf der Medizinischen Abteilung des Kreiskrankenhauses Vilsbiburg. Seit 1.1.1976 bin ich an der I. Medizinischen Klinik des Rheumazentrums Bad Abbach tätig.

Mit dem 16.2.1976 erhielt ich die Anerkennung als Internist.

Seit 1972 bin ich verheiratet und inzwischen Vater zweier Kinder.

